Medizinische Klinik und Poliklinik, Klinik B

der Universität Düsseldorf

Direktor: Prof.Dr.med. F. Loogen

Eigenschaften einer Katheterelektrode zur intravasalen pO_2 - Messung

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Heinz Friedrich Duré

1979

Medizinische Klinik und Poliklinik, Klinik B

der Universität Düsseldorf

Direktor: Prof.Dr.med. F. Loogen

Eigenschaften einer Katheterelektrode zur intravasalen pO_2 - Messung

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Heinz Friedrich Duré

1979

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.: Prof.Dr.med.Krüskemper

Referent
gez.: Prof.Dr.med.F.Loogen

Korreferent
gez.: Prof.Dr.med.Zindler

Vorwort

Die vorliegende Arbeit wurde an der Universität Düsseldorf an der Medizinischen Klinik und Poliklinik,Klinik B von Prof.Dr.med.F.Loogen durchgeführt.Herr Prof.Dr.med.F.Loogen unterstützte meine Arbeit und stellte mir in großzügiger, uneingeschränkter Weise seine Institutseinrichtungen und alle erforderlichen Mittel zur Verfügung; hierfür möchte ich ihm aufrichtig danken.
Herr Dr.G.Goeckenjan an der Medizinischen Klinik und Poliklinik,Klinik B der Universität Düsseldorf hat mich bei der Durchführung der Arbeit betreut.Für die Diskussionen,kritischen Anregungen und Ratschläge bin ich ihm sehr dankbar.
Außerdem sei hier allen namentlich nicht Genannten vielmals gedankt,die mir bei der Anfertigung der Arbeit hilfsbereit zur Seite standen.

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	Einleitung	1
1.1	Klinische Bedeutung der kontinuierlichen pO_2-Messung	
1.2	Prinzip und historische Entwicklung des polarographischen Verfahrens	
1.2.1	Polarographisches Prinzip	3
1.2.2	Entwicklung polarographischer Meßverfahren zur pO_2-Messung	6
1.3	Forderungen an eine klinisch zu verwendende pO_2-Meßelektrode	7
2.	Fragestellung	10
3.	Material und Methodik	
3.1	Geräte und Material	10
3.1.2	Beschreibung der IBC-Elektrode	11
3.2	Methodik - in vivo, in vitro	13
4.	Kritik von Material und Methodik	14
5.	Eigene Untersuchung und Ergebnisse	
	Untersuchung der In-vitro- und In-vivo-Eigenschaften der IBC-Elektrode	
5.1	Elektrodenströme bei Stickstoff- und Luftäquilibrierung bei unterschiedlicher Liegedauer	16
5.2	Einstellzeit	17
5.3	Temperaturabhängigkeit	20
5.4	pH - Abhängigkeit	21
5.5	pCO_2 - Einfluß	23
5.6	Osmolalität	25
5.7	Harnstoff	26
5.8	Druckeinfluß	27
5.9	Strömungsgeschwindigkeit	28
5.10	In-vitro- und In-vivo-Drift	30
5.10.1	Abhängigkeit der Streuung von der Meßdauer	31
5.11	Lebensdauer	32
5.12	Korrelation kontinuierlich gewonnener pO_2-Meßwerte mit den diskontinuierlichen pO_2-Werten	33
6.	Diskussion	34
7.	Zusammenfassung	38
8.	Literaturverzeichnis	40

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41544323_0082

1. Einleitung

1.1 Klinische Bedeutung der kontinuierlichen arteriellen pO_2 - Messung.

Messungen des arteriellen Sauerstoffpartialdruckes sind heute in der Diagnostik und der Therapie pulmonaler Gasaustauschstörungen unerläßlich.

Hypoxische oder hyperoxische Sauerstoffpartialdrucke im Blut und im Gewebe können verschiedenartige Schädigungen verursachen.

Bei zu hohem arteriellen pO_2 treten bei Säuglingen und insbesondere bei Frühgeborenen Augenschädigungen in Form einer retrolentalen Fibroplasie auf. Ebenso kann auch das Lungengewebe betroffen sein; Dysplasien, Fibrosen, Atelektasen, Alveoödeme, Wandverdickungen, kompensatorische Emphyseme und Cysten sind nicht selten. Bei zu geringem pO_2 treten demgegenüber Hirnschädigungen auf (Terry,1942, Ashton et al.,1965, Mac Donald,1967, Northway et al.,1967, Aranda et al.,1971, Cross, 1973).

Zur Messung des arteriellen pO_2 sind verschiedene diskontinuierliche und kontinuierliche Verfahren beschrieben worden. Für genauere Untersuchungen bietet die kontinuierliche intravasale Methode Vorteile. Diese sind im Gegensatz zu der diskontinuierlichen Methode:

sofortige Anzeige der Meßergebnisse, fortlaufende Trendüberwachung und Erfassung schneller reversibler pO_2 - Änderungen. Pathologische pO_2 - Werte und Trendveränderungen können sofort erfaßt werden und unverzüglich therapeutisch angegangen werden. Ferner kann auf Grund des Verlaufes der O_2-Dissoziationskurve eine drohende Hypoxie am Absinken des pO_2 bereits zu einem Zeitpunkt erkannt werden, zu dem die O_2-Sättigung noch keine wesentliche Veränderung erfährt. Häufige Gefäßpunktionen entfallen.

Durch Miniaturisierung, Weiterentwicklung und Einmalgebrauch konnten die Gefahren von Sepsis, Thrombose, Embolie und Infektion weitgehend vermindert werden. Dennoch muß die Indikation

streng gestellt werden, damit der Aufwand und das verbleibende Risiko der Maßnahme im angemessenen Verhältnis zum diagnostischen Wert der Information steht.

Die allgemeine Indikation zur kontinuierlichen, intravasalen pO_2-Messung liegt vor bei:

drohender respiratorischer Insuffizienz, Schocklunge, Lungenödem und Beatmung. Die Diagnostik von Verteilungsstörungen und intrapulmonalen Rechts-Links-Shunts sowie die exakte Steuerung der Respirationsbeatmung werden durch die kontinuierliche pO_2-Messung erleichtert (Goeckenjan et al.,1976, Hempelmann, 1971, 1974).

Neben der invasiven pO_2-Messung mittels intravasaler Katheterelektroden oder der Absaugung über eine externe Durchflußküvette hat in den letzten Jahren die nicht invasive transcutane pO_2-Messung an Bedeutung gewonnen. Sie ist besonders in der Geburtshilfe zur Überwachung der Mutter und des Kindes indiziert.

Außer den genannten polarographischen Methoden stehen noch eine Reihe weiterer Meßverfahren zur kontinuierlichen pO_2-Messung zur Verfügung. Sowohl mit dem Massenspektrographen als auch mit dem Gaschromatographen lassen sich kontinuierliche pO_2 - Messungen durchführen, allerdings bedarf es eines relativ großen apparativen Aufwandes. Letztere Verfahren haben sich bisher in der Klinik nicht durchsetzen können. Größere klinische Erfahrungen fehlen.

Neben den Verfahren der Messung des O_2-Partialdrucks sind auch die oximetrischen Verfahren der Sauerstoffsättigungsmessung zu nennen. Die Beziehung zwischen Sauerstoffpartialdruck und Sauerstoffsättigung wird durch die S-förmig verlaufende Sauerstoffbindungskurve beschrieben, deren Verlauf vom pH und pCO_2-Wert sowie von der Temperatur abhängig ist. Im hyperoxischen Bereich ist kein ausreichend genauer Rückschluß von der Sauerstoffsättigung auf den pO_2 möglich.

Die auf dem polarographischen Prinzip arbeitenden pO_2-Bestimmungsverfahren fanden bisher die weiteste Verbreitung.

1.2 Prinzip und historische Entwicklung des polarographischen Verfahrens

1.2.1 Polarographisches Prinzip

Die Polarographie ist eine auf dem elektrolytischen Prinzip arbeitende Methode. Die Meßanordnung besteht aus einer Meßelektrode und einer Referenzelektrode, die beide über einen Stromkreis verbunden sind (Abb.1).

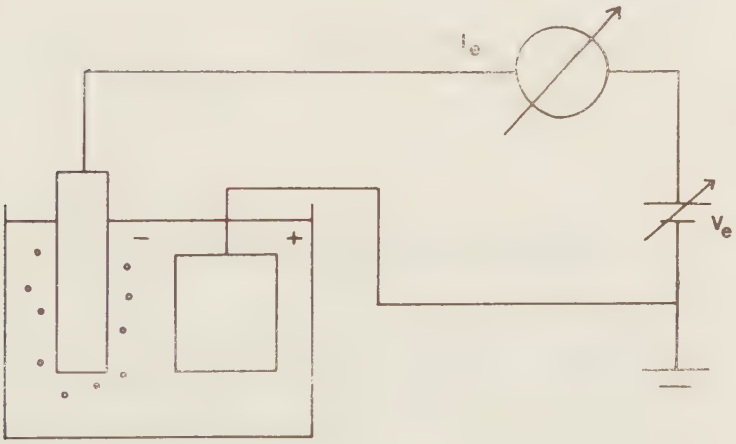

Abb.1 Grundanordnung einer polarographischen Zelle, Kathode und Anode liegen in einer Elektrolytlösung mit gelöstem Sauerstoff; äußerer Stromkreis mit Spannungsquelle und Galvanometer

Wird nun die Kathode vorpolarisiert gegen die nicht polarisierbare Anode, so fließt ein elektrischer Strom, der durch die Reduktion der zu messenden Substanz (z.B.Sauerstoff) an der Kathode hervorgerufen wird.

Die Abhängigkeit zwischen Polarisationsspannung und Strom wird durch ein Polarogramm beschrieben (Abb.2).

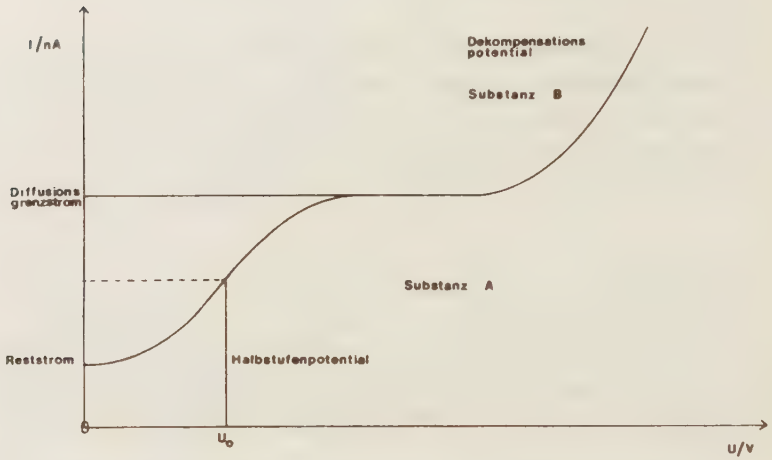

Abb.2 Schematisches Polarogramm zweier elektrochemisch reduzierbarer Substanzen A und B

Ist der Diffusionsgrenzstrom bei definiertem Gehalt der Lösung erreicht, so ist der Gehalt proportional dem Grenzstrom. Der Diffusionsstrom ist in einem bestimmten Intervall unabhängig von der Polarisationsspannung. Das Polarogramm zeigt hier ein Plateau.

Erreichen in diesem Intervall Sauerstoffmoleküle die Kathode, so werden sie sofort reduziert. Die O_2-Konzentration an der Kathodenoberfläche ist dann gleich Null.

Der Diffusionsgrenzstrom nimmt mit steigendem O_2-Gehalt der Lösung zu und ist dem O_2-Partialdruck proportional. Für entsprechende Elemente und Verbindungen gibt es ganz bestimmte Halbstufenpotentiale und Polarogramme. Diese Kennzeichen sind

entscheidend für die Identifizierung und Konzentrationsermittlung. Die Nachweisgrenze für Substanzen liegt hier bei 10^{-2} - 10^{-6} mol/ℓ, mit einer Genauigkeit von ± 1 - 5 % (Heyrovsky, 1948).

Die von uns verwendete O_2-Elektrode der Firma International Biophysics Corporation benutzt ebenfalls das polarographische Prinzip.

Gelöster Sauerstoff diffundiert durch eine hydrophile Membran (Hydron) und wird elektrochemisch an einer Gold-Kathode reduziert. Der hierbei entstehende Strom ist proportional dem O_2-Partialdruck. Die Polarisationsspannung beträgt dabei 0,72 Volt.

An der Kathode laufen folgende chemische Reaktionen ab:

$$2\,H^+ + O_2 + 2\,e^- \longrightarrow H_2O_2$$

$$2\,H^+ + H_2O_2 + 2\,e^- \longrightarrow 2\,H_2O$$

$$O_2 + 2\,H_2O + 2\,e^- \longrightarrow H_2O_2 + 2\,OH^-$$

$$H_2O_2 + 2\,H^+ + 2\,e^- \longrightarrow 2\,OH^- + 2\,H^+ \longrightarrow 2\,H_2O$$

(Laitinen u. Kolthoff, 1940, Kolthoff u. Lingane, 1952)

Im ersten Schritt wird der Sauerstoff zu Wasserstoffperoxid reduziert, anschließend im zweiten Schritt zu Wasser.

Die polarographische Meßmethode findet sowohl in der Chemie, Metallurgie, Lebensmittelchemie, pharmazeutischen Industrie als auch in der Medizin als analytisches Verfahren Anwendung. Speziell in der Medizin gewinnt die kontinuierliche pO_2-Messung immer mehr Bedeutung für die Patientenüberwachung in der Intensivpflege.

1.2.2 Entwicklung polarographischer Meßverfahren zur pO_2-Messung

Daneel (1897/98) und Heyrovsky (1924) entwickelten die Grundlagen zur Polarographie. Sie wandten erstmals das polarographische Prinzip als Meßverfahren an. Mit diesem Verfahren konnte auch der O_2-Partialdruck gemessen werden. Kolthoff und Lingane (1952) sowie Meites (1955) bedienten sich der Quecksilbertropfelektrode. Anfängliche Schwierigkeiten bestanden bei Messungen im Blut mit der Kontamination mit Erythrozyten bzw. Hämoglobin. Bartels (1951) führte direkte Messungen im Blut mit der Hg-Tropfelektrode nach der potentiometrischen Methode durch. Der Nachteil dieses Verfahrens lag in der Notwendigkeit häufiger Nacheichungen. 1942 benützten Davies und Brink eine kollodiumüberzogene Pt-Elektrode als Recessed - Elektrode für Gewebsmessungen. 1950 arbeiteten Morgan und Nahas mit einer silikonisierten, rotierenden Elektrode. Schwierigkeiten ergaben sich mit der pCO_2-Abhängigkeit. Dieses Problem löste Drenckhahn (1951,1955) mit einer kollodiumüberzogenen Pt-Elektrode, die mit einer pulsierenden Polarisationsspannung arbeitete. 1955 beschrieben Mochizuki und Bartels Eindraht- und Mehrdraht-Pt-Elektroden. Die Vorteile der letzteren bestanden in einer höheren Stabilität bei relativ kurzer Einstellzeit. Die Eichkurve war unabhängig vom pCO_2. 1956 entwickelten Clark und Mitarbeiter eine spezielle Elektrodenanordnung, wobei die Pt- und die Bezugselektrode gemeinsam in einer Elektrolytlösung hinter einer Cellophan-, später einer Poly-aethylenmembran lagen. Somit waren die Elektroden vor der Meßlösung geschützt. 1960 berichteten Bartels und Reinhardt über einen lange haltbaren Katheterüberzug aus Polystyrol.

Teilweise wurden noch rotierende Elektroden verwendet (Hahn et al.,1975).

Seitdem Clark seine gasdurchlässige, membranbedeckte O_2 - Elektrode eingeführt hat, sind zahlreiche Berichte über Versuche erschienen, die Elektrode für kontinuierliche Messungen zu miniaturisieren.

Derzeit werden verschiedene Katheterelektroden kommerziell angeboten, wie zum Beispiel die von Parker und Mitarbeitern (Parker et al.,1971) entwickelte Elektrode und die Elektrode der Firma International Biophysics Corp. (IBC). Letztere O_2-Katheterelektrode hat im Vergleich zu anderen kommerziell erhältlichen bisher die größte Verbreitung gefunden (Shinmaru et al.,1972, Strauss,1972, Furuse et al.,1973, Harris et al., 1973, Gamble et al.,1974, Diaz,1975, Gold et al.,1975, Sugioka, 1975, Goeckenjan et al.,1976, Huchon et al.,1976, Witte,1976).

1.3 Forderungen an eine klinisch zu verwendende pO_2-Meßelektrode

Probleme bei der kontinuierlichen pO_2-Messung mittels intravasaler Elektroden stellen folgende Faktoren dar: Empfindlichkeit, Genauigkeit, Aufbau der Elektrode, Sterilität, Biokompatibilität, mechanische und elektrische Kompatibilität, Blutung, Infektion (Kimmich et al.,1969, Armstrong,1976, Goeckenjan et al.,1977).

Deshalb sind folgende Forderungen an eine klinisch zu verwendende pO_2-Meßelektrode zu stellen:

1. genügende Empfindlichkeit
2. ausreichende Genauigkeit
   Linearität 0-700 mm Hg (≙ 0 - 93,3 kPa),
   Reproduzierbarkeit, Drift kleiner als 10 % / 24 h,
   Stabilität, Ansprechzeit $t_{90\ \%}$ kleiner als 10 s, Konstanz des Nullstroms, keine Flowabhängigkeit
   Temperaturabhängigkeit kleiner als 3 % /°C, keine Empfindlichkeit gegen CO_2 und gegenüber anderen Gasen, Druckunabhängigkeit, Stabilisierungszeit kleiner als 20 min
3. Aufbau: Miniaturisierung-Durchmesser kleiner als 1 mm, elektrische Sicherheit, Einfachheit der Bedienung und Anwendung
4. Sterilisierbarkeit oder Einmalgebrauch
5. In-Vivo-Parameter:
   a) Biokompatibilität,
      keine Toxizität, Blutveränderung, Gewebsreaktion oder Blutgerinnung

b) mechanische und elektrische Kompatibilität:
keine Strömungsveränderung des Blutes oder Gewebsveränderung der Blutgefässe, keine Beeinflussung des Sensors durch das Medium (Proteinablagerung, Blutkoagulation auf der Elektrode, mechanische Belastung), konstantes Membranpotential

(Kimmich et al.,1968, Fabel,1968, Beneken et al.,1968, Huch et al.,1973, Eberhard et al.,1974, Goeckenjan et al.,1975).

In der Literatur sind verschiedene Elektroden beschrieben. Insbesondere die Eigenschaften der Elektroden sind kennzeichnend für ihre Beurteilung.

Die Apparatur der Meßanordnung besteht aus einer Analysenzelle (Elektrode) und der elektrischen Meßanordnung mit regelbarer Spannungsquelle. Bei In-vitro-Messungen ist zudem eine Äquilibriereinrichtung und eine Thermostatisierung der gesamten Anordnung notwendig. Spannung und Strom werden durch genügend empfindliche Meßgeräte angezeigt.

Die Eigenschaften der Elektroden hängen von dem konstruktiven Aufbau der Elektroden ab. Da teilweise bei den in der Literatur angegebenen Werten unter verschiedenen Bedingungen und mit verschiedenen Elektrodentypen gemessen wurde, lassen sich die angegebenen Werte nur mit Einschränkungen unmittelbar vergleichen. Doch geben die oberen und unteren Grenzwerte verschiedener Elektroden gewisse Anhaltspunkte:

Linearität	:	15-350 mm Hg ($\hat{=}$ 1,99 - 46,65 kPa)
		0-760 mm Hg ($\hat{=}$ 0 - 101,31 kPa)
Einstellzeit	:	$t_{95\ \%}$ = 0,3 s bis $t_{63\ \%}$ = 120 s
Temperaturabhängigkeit	:	T = 0,8 bis 5 % / °C
pH-Abhängigkeit	:	0,55 bis 2 % / $\frac{1}{10}$ pH
pCO_2-Abhängigkeit	:	$\leq \hat{=}$ 2 mm Hg

Abhängigkeit von der Osmolalität: eine Erhöhung von 300 auf 600 m osm/kg führt zu einer Stromstärkeabweichung um 7,4 %.

Druckabhängigkeit : dyn. Erhöhung von 0 - 500 mm Hg ($\hat{=}$ 0 - 66.65 kPa) entspricht einer 1 %igen Stromstärken-

abweichung, statisch einer 0,7 %igen
Flowabhängigkeit: über 7,5 mm bis über 400 mm/s konst.
Drift: 0,06 - 3 % / h
Korrelation mit diskontinuierlicher pCO_2-Messung:
r = 0,77 bis 0,998

Lebensdauer: 2 - 3 Tage
Nullstrom: 0,005 - 0,5 nA
Ströme bei Luftäquilibrierung: 5 - 40 nA

(Gleichmann et al.,1960, Kreuzer et al.,1960, Polgar et al., 1960, Tsao et al.,1960, Charlton et al.,1963, Lübbers,1966, Heitmann et al.,1967, Kimmich et al.,1968, Beneken-Kolmer et al.,1969, Shinmaru et al.,1972, Eicher et al.,1973, Harris et al.,1973, Eberhard et al.,1974, Goeckenjan et al., 1975, Jank et al.,1975, Parker et al.,1975, Conway et al., 1976, Huchon et al.,1976).

2. Fragestellung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit einigen klinisch wichtigen Eigenschaften einer kontinuierlich messenden, intravasalen pO_2 - Elektrode (Firma IBC). Das Wissen um die Eigenschaften ist notwendig, um falsche Interpretationen der Meßergebnisse zu vermeiden. Im einzelnen sollten folgende Fragen beantwortet werden:

1. Wie verhalten sich die Empfindlichkeit und der Nullstrom bei zunehmender In-vivo-Liegedauer der Elektrode?
2. Welche Faktoren beeinflussen die Einstellzeit der Elektrode?
3. Wie groß ist die Abhängigkeit der Elektrode von Temperatur, Wasserstoffionenkonzentration, CO_2-Partialdruck, Osmolalität, Harnstoffkonzentration, hydrostatischem Druck und Strömungsgeschwindigkeit?
4. Wie groß ist die In-vitro- und die In-vivo- Drift?
5. Wie lang ist die Lebensdauer der Elektroden?

Es wurden In-vivo- und In-vitro-Messungen durchgeführt.

3. Material und Methodik

3.1 Geräte und Material:

1. IBC - Elektrode (International Biophysics Corporation Irvine, USA)
2. Blutpumpe, Roller-Typ mit Schlauchsystem (Travenol Laboratories Illinois, USA)
3. Sci-Med Kolobow Membran-Lunge Nr. 0800-2A (Sci-Med Life System, IMC, Minneapolis, Minnesota, USA)
4. Statham-Druckwandler P23dB, Druckverstärker (Fa.Hellige, Freiburg i.Br.)
5. Amperemeter (bis 10^{-11}A, Fa. Knick, Berlin)

6. Voltmeter mit regelbarer Spannungsquelle (Herstellung: Techn.Abt.des Physiologischen Institutes Düsseldorf)
7. 3-Pen-Recorder (Rikadenki, Kogyo CO.,LTD,Tokyo,Japan)
8. Blutgasanalysator, Radiometer Kopenhagen
9. Hg-Barometer mit Temperaturkorrektur (W. Lambrecht, Göttingen)
10. Halbmicro Osmometer (Fa. Knauer)
11. Thermostat, Δ 0,1°C, Hg.Thermometer, Heizung
12. Glasfritte
13. geeichte Gasgemische
14. Puffergemische: Phosphat und Tris/HCl
15. Harnstoff, Glucose
16. Überlagertes Konservenblut

für In-vivo-Messungen:

1. IBC-Elektrode
2. IBC Multi-Purpose Differential Oxygen Analyzer Nr. 14506111
3. Multipen Recorder (Rikadenki)

Statistische Berechnungen:

1. Rechenzentrum der Universität Düsseldorf (Verwendung von SPSS-Programmen, Nie et al.,1975)
2. Hawlett Packard Taschenrechner

.1.2. Beschreibung der IBC-Elektrode

Die IBC-O_2-Katheterelektrode besteht aus einer Goldkathode, die an der Spitze eines Stahldrahtes angebracht ist. Dieser verläuft in der ganzen Länge des Katheters. Die Spitze ist mit Hydron (Hydroxyäthylmethylacrylat) überzogen. Hydron ist

ein gut sauerstoffdurchlässiges Material. Abgesehen von der Spitze ist die Oberfläche mit Teflon versehen. Der äußere Durchmesser der Elektrode beträgt 0,38 mm, der eigentliche Elektrodendurchmesser 100 μm (Abb.3).

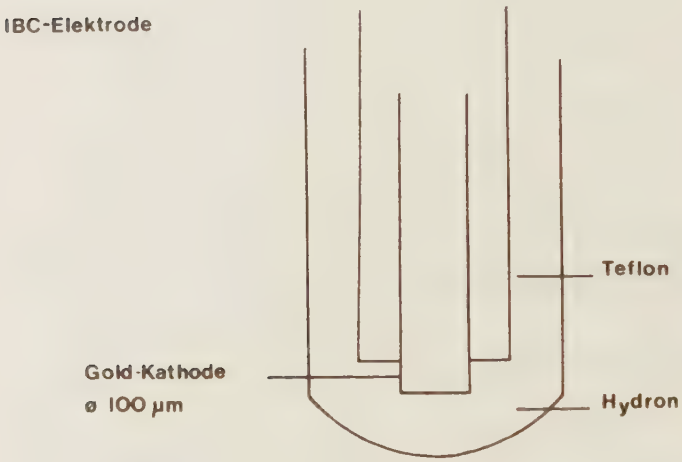

Abb.3 Kathodenaufbau der PO_2-Elektrode (IBC)

Die IBC-Elektrode wird über eine Kunststoffkanüle intraarteriell (Art. femoralis,-brachialis,-radialis) eingeführt. Die Anode wird auf die äußere Haut aufgeklebt.

Monopolare Elektroden haben den Vorteil, daß sie einen relativ geringen Durchmesser besitzen. Die kleine Abmessung der Elektrode bedingt eine ausreichende Flexibilität und vermindert somit die Verletzungsgefahr von Gefäßen. Die Elektrodenspitze ist von einer sauerstoffpermeablen Membran (Hydron) eingehüllt und schützt die Elektrode vor Kontamination mit Proteinen. Außerdem bewirkt die negative Ladung um die Elektrodenspitze die Abstoßung negativ geladener Bestandteile des Blutes (Brown et al., 1973).

3.2 Methodik - in vivo, in vitro

Die In-vitro-Messungen erfolgten unter physiologischen Bedingungen (= Standardbedingungen s.u.). In vivo wurde die Elektrode an Patienten einer Intensivstation eingesetzt.

Die In-vivo-Messungen der IBC-Elektrode wurden mit dem IBC-Oxygen-Analyser und einem 3- bzw. 6-Kanalschreiber durchgeführt. Nacheichungen erfolgten nach unterschiedlichen Zeiten.

Die In-vitro-Messungen erfolgten jeweils unter konstanten Bedingungen (Standardbedingungen):

0,9 % NaCl-Lösung, Temperatur 37°C, pH = 7,4, Osmolalität 300 mosm/kg, Druck nach Tagesluftdruck korrigiert, Flow 17,5 cm/min, Äquilibrierungszeiten bis zum Steady state 45 min, Luftäquilibrierung, Polarisationsspannung U_p = 700 mV, Schreibgeschwindigkeit 120 mm/min und 120 mm/h .

Je nach Untersuchungspunkt wurde ein Parameter variiert, die übrigen konstant gehalten.

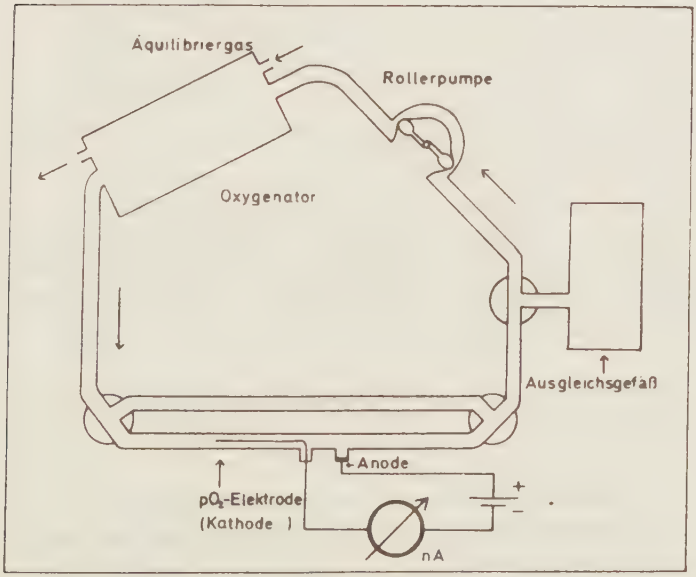

Abb.4 Versuchsanordnung zur kontinuierlichen In-vitro pO_2-Bestimmung mittels der IBC-Elektrode.

Das im Versuchsaufbau (Abb.4) verwendete Schlauchsystem besteht aus Polyäthylen. Nur die Analysenzelle mit der IBC - Elektrode liegt in einem Glasrohr. Sie kann durch ein parallel geschaltetes Glasrohr umgangen werden. Beide Glasrohre liegen in einem Wasserbad, das durch einen Thermostaten temperiert wird. Weiterhin in den Kreislauf eingeschaltet sind eine Rollerpumpe, ein Ausgleichsgefäß zur Entlüftung und der Oxygenator als Äquilibrierungseinrichtung. Dieser Oxygenator wird über eine Glasfritte mit einem durchfeuchteten Gasgemisch beschickt. Die Meßanordnung setzt sich zusammen aus einem genügend empfindlichen Amperemeter, einem regelbaren Voltmeter und dem Schreiber für die kontinuierliche Aufzeichnung des Reduktionsstroms. Der gesamte Versuchsaufbau ist komplett thermostatisiert.

4. Kritik von Material und Methodik

Schwierigkeiten ergaben sich teilweise bei der Untersuchung bereits in vivo verwendeter Elektroden. Elektroden, die bis zuletzt in vivo einwandfrei arbeiteten, zeigten bei erneuter Verwendung in vitro zum Teil Ausfälle. Dies ist vor allem auf Änderung der Membraneigenschaften und Isolationsdefekte zurückzuführen. Für die Wiederverwendung scheint die Einmalelektrode daher nicht geeignet zu sein.

Probleme gab es auch mit der Messung im Nanoampèrebereich. Hier machten sich Einschaltvorgänge sowohl im Raum vorhandener als auch für den Versuch benötigter Geräte (z.B. Thermostat, Heizung, Pumpe u.a.m.) bemerkbar.

Diese Störfaktoren wurden systematisch durch Isolation und Erdung ausgeschaltet.

Bei Untersuchungen in vitro mit Blutflüssigkeit kam es zu größerem Aufschäumen. Erst nach völliger Entlüftung war ein problemloses Arbeiten möglich. Bei längerer Verwendung des

Blutes kam es zu einer Zerstörung der Erythrozyten, obwohl das komplette Schlauchsystem bis auf die Glasröhren aus Polyäthylen bestand und das Blut ausreichend mit Heparin versetzt war. Das Blut mußte daher häufiger gewechselt werden.

Die In-vivo-Meßweise konnte in vitro nur unvollständig imitiert werden (die Anode hatte direkten Kontakt mit der Äquilibrierungsflüssigkeit, der Membraneffekt der Haut wurde nicht berücksichtigt).

Die Äquilibrierung der Lösung nahm, bedingt durch die Lösungsmenge und die Kapazität des Oxygenators, eine relativ lange Zeit in Anspruch. Es wurde mit dem Schreiber minimal 30 Minuten registriert. Aus Sicherheitsgründen wurden bei jeder Äquilibrierung 15 Minuten zugegeben. Bei manchen Messungen, die längere Zeit in Anspruch nahmen, mußte deshalb die Elektrodendrift berücksichtigt werden.

Die gesamten Messungen dauerten entsprechend lange, deshalb mußte man sich auf eine relativ kleine Zahl von Parametern beschränken. Denkbar wären noch weitere Einflüsse auf die pO_2-Messung, z.B. durch Anaesthetica, andere kleine Ionen usw.

Es ist weiterhin nicht auszuschließen, daß sich in vivo einzelne Parameter gegenseitig beeinflussen, so daß keine einfache Summation mehr besteht. Außerdem wäre es möglich, daß im Laufe der Zeit durch Veränderungen der Membran, die im Normalfall fast ausschließlich für O_2 und H_2O permeabel ist, andere Ionen die Membran durchdringen und an der Kathode reduziert werden.

5. Eigene Untersuchung und Ergebnisse

Untersuchung der In-vitro- und In-vivo-Eigenschaften der IBC-Elektrode

5.1 Elektrodenströme bei Stickstoff- und Luftäquilibrierung bei unterschiedlicher Liegedauer

Durch Messung des Elektrodenstroms bei Luftäquilibrierung wird der Reduktionsstrom der Elektrode zusammen mit dem Nullstrom erfaßt, während bei Messung nach Äquilibrierung mit reinem Stickstoff nur der Nullstrom bestimmt wird.

Nr.	Liegedauer in h	bei Luft-äquilibrierung I / nA	bei N_2 - äquilibrierung I / nA	Nullstrom-äquivalent mmHg
1	0,0	7,8	0,01	0,1872
2	5,0	18,0	1,60	12,9859
3	46,5	12,0	0,45	5,4784
4	49,4	8,0	0,45	8,2176
5	50,5	8,2	1,20	21,3792
6	100,8	10,8	0,25	3,3810
7	116,5	23,3	1,30	8,7520

Tab.1 Elektrodenströme bei Stickstoff- und Luftäquilibrierung bei unterschiedlicher Liegedauer

Wie aus den Messungen (Tab.1) hervorgeht, ist ein Ansteigen sowohl der Ströme bei Luft- wie Stickstoffäquilibrierung (Nullstrom) mit zunehmender Liegedauer festzustellen. Eine geringe Variabilität der Werte ist gegeben durch Verwendung verschiedener Elektroden.

Die Zunahme des gesamten Elektrodenstroms bei Luftäquilibrierung ist überwiegend auf den Anstieg des Nullstroms zurückzuführen, während die Empfindlichkeit der Elektrode

$$\left(= \frac{\text{Reduktionsstrom - Nullstrom}}{\text{Sauerstoffpartialdruck}} \right)$$

nur gering zunimmt.

5. 2 Einstellzeit

Die Einstellzeit wurde bei einer Polarisationsspannung von 700 mV gemessen. Dabei wurde zunächst mit Luft äquilibriert, später das Analysenrohr abgeklemmt und das übrige System mit 59,9 % Sauerstoff/Stickstoff beschickt. Durch Öffnen des Analysenrohres konnte bei kontinuierlicher Schreibung die Einstellzeit $t_{90\%}$ ermittelt werden.

Die mittlere Einstellzeit neuer Elektroden lag bei $t_{90\%}$ = 83, 1 s (Tab. 2).

Vergleichende Messungen der Einstellzeiten mit 5 Elektroden ergaben keine signifikanten Unterschiede der Einstellzeiten im Blut und in salinischer Lösung. Bei sprunghaftem Anstieg des Sauerstoffpartialdrucks wurden deutlich längere Einstellzeiten gemessen als bei entsprechendem Abfall (Tab. 2).

Bei Steigerung der Polarisationsspannung ergaben sich verkürzte Einstellzeiten (Tab. 2).

Eine Hysterese konnte bei Mischung von höherer zu niedrigerer Konzentration nicht festgestellt werden, wenn die Registrierung lange genug mitlief. Der Endwert wurde jeweils auf dem Amperemeter abgelesen und mit dem entsprechenden Ausgangswert verglichen.

n = 5	13,28 ⟶ 59,90 % O_2	59,90 ⟶ 13,28 % O_2
U/ mV	90 % - Einstellzeit / s $\pm \bar{s}$	90 % - Einstellzeit / s $\pm \bar{s}$
700	83,1 ±9,9	41,6 ±9,8
900	46,4 ±8,7	35,5 ±7,9
1100	40,0 ±8,0	26,1 ±5,4

Tab. 2 Abhängigkeit der Einstellzeiten von der Polarisationsspannung. m = Mittelwert aus 5 Messungen, s = Standardabweichung des Mittelwertes

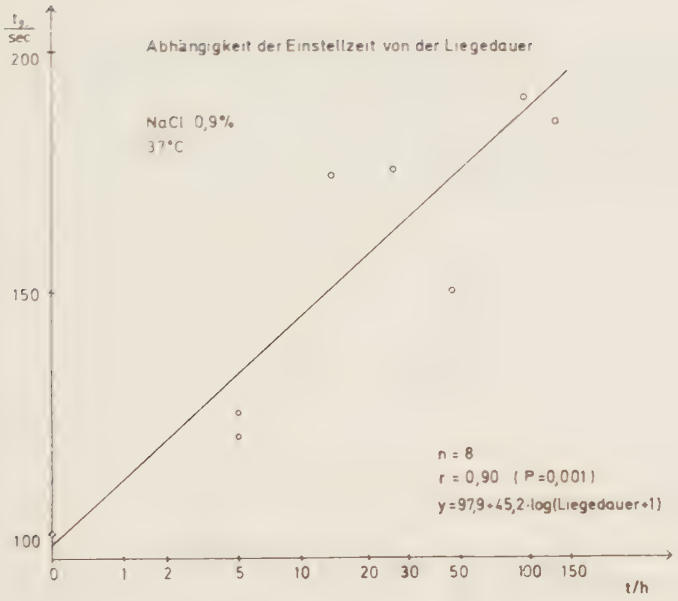

Abb. 5 Untersuchung der Einstellzeit in Abhängigkeit von der Liegedauer anhand von 8 IBC-Elektroden. r = Korrelationskoeffizient

Bei acht IBC-Elektroden wurde die Einstellzeit in Abhängigkeit von der In-Vivo-Liegedauer untersucht. Mit steigender Liegedauer ergab sich eine eindeutige Zunahme der Einstellzeit. Den rechnerischen Zusammenhang beider Größen liefert die Gleichung der Regressionsgeraden $y=97,9+45,2 \cdot \log(\text{Liegedauer}+1)$ (Abb. 5).

5.3 Temperaturabhängigkeit

Bei Luftäquilibrierung wurde jeweils die Temperatur um ca. 2° C gesteigert und dabei jeweils das Amperemeter abgelesen. Die Messung ergab, daß der Reduktionsstrom direkt proportional der Temperatur ist. Der Temperaturkoeffizient beträgt 1,31 % /°C bei dieser Elektrode (Abb.6).

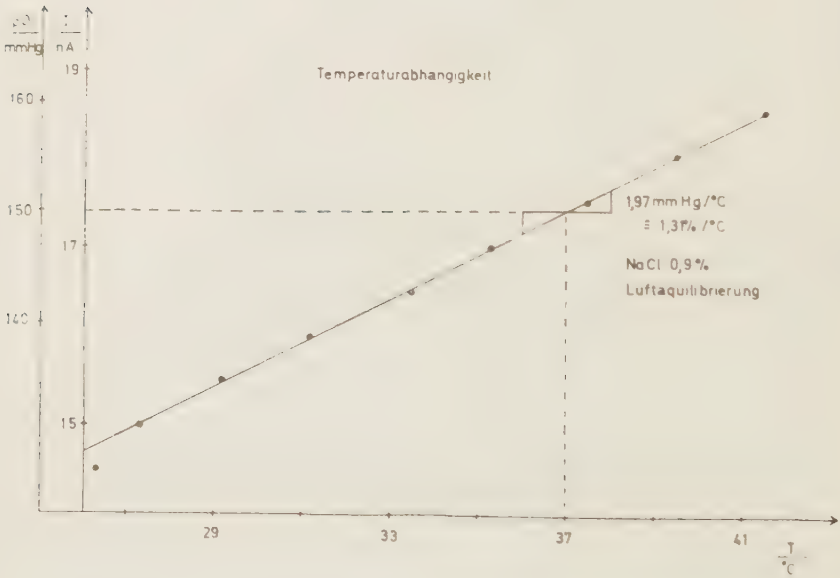

Abb. 6 Untersuchung der Temperaturabhängigkeit der IBC-Elektrode (150 mm Hg ≙ 19,99 kPa)

5.4 pH - Abhängigkeit

Mit zwei Puffergemischen wurden Messungen durchgeführt. Mit dem Phosphatpuffergemisch (bei Luftäquilibrierung) zeigte sich mit 1,22 % /1/10 pH eine größere pH-Abhängigkeit als beim Tris/HCl Puffergemisch mit 0,46 % /1/10 pH (bei 13, 28 und 39,9 % O_2). In beiden Fällen stieg mit steigender H^+-Konzentration der Reduktionsstrom der Elektrode (Abb.7).

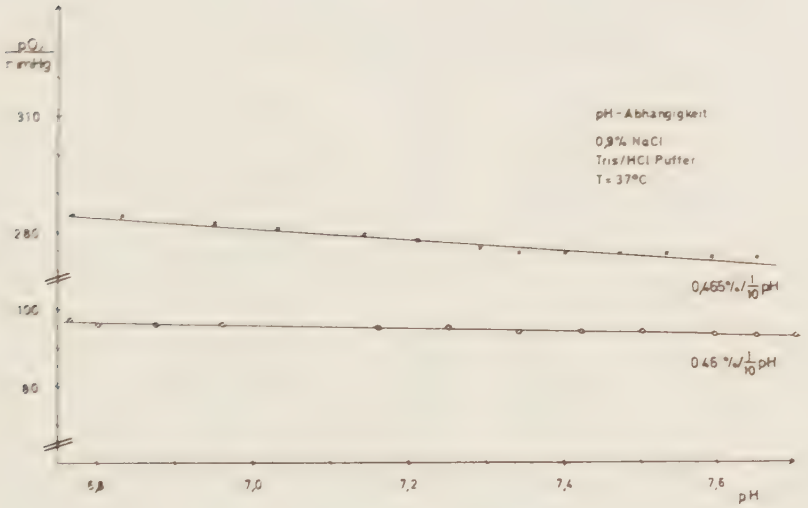

Abb. 7 Untersuchung der pH-Abhängigkeit der IBC - Elektrode bei 13,28 und 39,9 % O_2 unter Verwendung von Tris/HCl Puffergemisch

Bei unterschiedlichen pH-Werten (von pH 6,99 bis pH 7,35) wurde der Nullstrom untersucht. Dabei zeigte es sich, daß in diesem Bereich der Nullstrom unabhängig von der Wasserstoffionenkonzentration ist (Tab.3).

pH	I/nA
6,86	0,37
6,95	0,38
7,10	0,38
7,20	0,38
7,35	0,38
7,55	0,38

Tab. 3 Verhalten des Nullstroms bei pH-Änderung im Bereich von 6,86 - 7,55 pH

5.5 pCO_2 - Einfluß:

Von manchen Elektroden ist bekannt, daß sie pCO_2abhängig sind (Bartels und Reinhardt, 1960, Kimmich und Kreuzer, 1968, Conway et al., 1976).

Um diesen Sachverhalt auch bei der IBC-Elektrode zu klären, wurden folgende Versuche unternommen:

Bei 0 - 9,03 % CO_2/Rest N_2-reinst Äquilibrierungen wurden jeweils die Stromstärken und pH-Werte gemessen. Dabei zeigte es sich, daß die CO_2-Zumischung keinen Einfluß auf den Nullstrom hatte (Tab.4, pH-Veränderung auch Tab.3).

CO_2 in N_2 %	pH	I/nA
0,00	7,35	0,33
3,01	7,27	0,32
5,20	7,12	0,33
9,03	6,99	0,33

Tab. 4 Verhalten des Nullstromes bei unterschiedlicher CO_2 - Zumischung

Ebenso wurde der CO_2 - Einfluß bei 15,07; dann bei 50,10 % O_2 / Rest N_2-reinst untersucht. Der gemessene Reduktionsstrom wurde mit dem auf Grund der pH-Verschiebung rechnerisch zu erwartenden Reduktionsstrom verglichen.

Der Vergleich ergab eine geringe Abweichung von ca. 0,1 % / 1 % CO_2 (Tab. 5). Diese Abweichung liegt zum einen im Bereich vorliegender Meßgenauigkeit, zum anderen ist sie für die Klinik ohne Bedeutung.

O_2 Konz in %	CO_2 Konz in %	pH	gemessener Reduktions-strom / nA	zu erwartender Reduktionsstrom /nA (nach pH Abhangigkeit)	prozentuale Abweichung in %
15,07	0,00	7,39	8,60	———	———
15,07	4,96	6,98	8,80	8,76	0,45
50,10	0,00	7,37	22,64	———	———
50,10	7,08	6,98	24,20	23,98	0,91

Tab. 5 Einfluß von CO_2 auf den Reduktionsstrom unter Berücksichtigung der pH-Abhängigkeit (Tris/HCl Puffer). Für die Messungen wurden zwei Elektroden verwendet.

5.6 Osmolalität

Die Abhängigkeit von der Osmolalität wurde in einer 0,45 % NaCl-Lösung im Bereich von 148 - 428 mosm/kg untersucht. Hierzu wurden unterschiedliche Glucosekonzentrationen verwendet. Dabei zeigte sich keine Änderung des Reduktionsstroms (Tab.6).

Osmolalität mosm/kg	I nA
148	48
161	44
191	43
210	43
230	43
250	43
272	43
296	43
326	43
428	43

Tab. 6 Verhalten des Reduktionsstroms bei Änderung der Glucosekonzentration von 148 - 428 mosm/kg (wechselnde Glucosekonzentrationen in 0,45 % NaCl-Lösung)

5.7 Harnstoff

Bei Harnstoffzugabe in Konzentrationen von 0 - 500 mg% ergab sich ebenfalls keine Änderung (Tab.7).

Harnstoffkonzentration mg/100ml	I / nA
0	18,0
50	17,9
100	18,0
200	18,1
300	18,2
500	17,7

Tab. 7 Verhalten des Reduktionsstromes bei unterschiedlicher Harnstoffkonzentration von 0 - 500 mg/100 ml

5.8 Druckeinfluß

Das Verhalten des Reduktionsstroms wurde bei Änderungen des statischen Druckes im Bereich von 0 - 300 mm Hg (≙ 0 - 39,99 kPa) untersucht. Der Reduktionsstrom blieb unverändert (Tab.8). Ebenso hatten pulsatile Druckschwankungen keinen Einfluß.

Verhalten des Reduktionsstroms bei Änderungen des statischen Drucks

p/mmHg	I/nA
0	39,0
50	38,5
100	38,5
150	39,0
200	39,0
250	39,0
300	39,0

Tab. 8 Verhalten des Reduktionsstromes bei Änderung des statischen Druckes von 0 - 300 mm Hg (≙ 0 - 39,99 kPa)

5.9 Strömungsgeschwindigkeit

Die Abhängigkeit der Strömungsgeschwindigkeit wurde im Blut wie auch in physiologischer Kochsalzlösung bei Luftäquilibrierung gemessen. Dabei zeigte es sich, daß bei einer linearen Geschwindigkeit von 15 cm/s in salinischer Lösung 99,5 %, im Blut 100 % der maximalen Stromstärke erreicht wurden (Abb 8 u. 9).

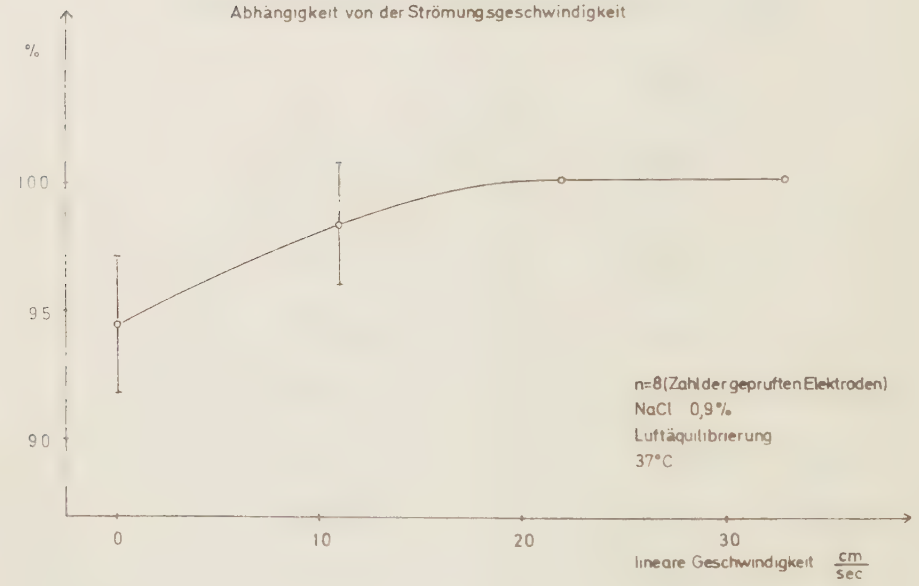

Abb. 9 Untersuchung von 8 IBC Elektroden auf Flowabhängigkeit bei 0,9 % NaCl Luftäquilibrierung und 37°C; lineare Geschwindigkeit gegen Stromstärke in % aufgetragen

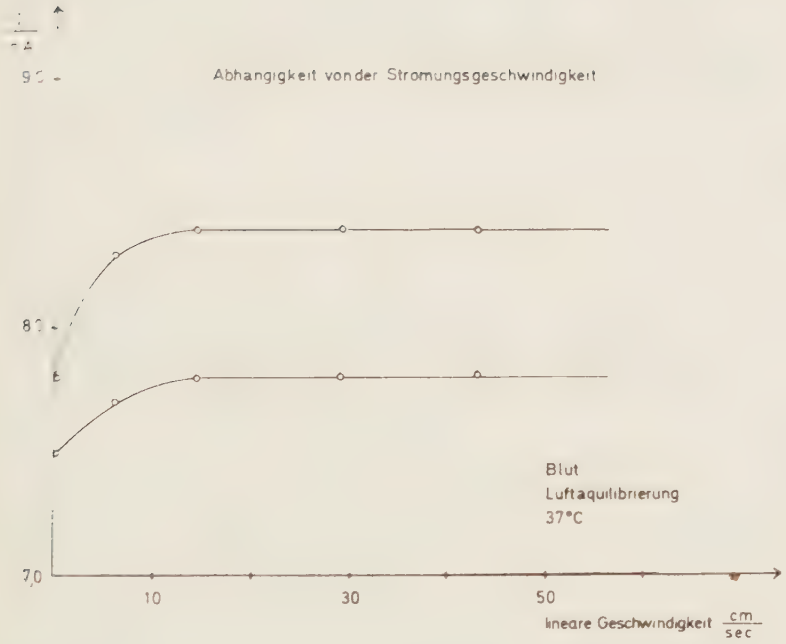

Abb. 9 Untersuchung zweier IBC-Elektroden auf Flowabhängigkeit bei Luftäquilibrierung, Blut, 37°C; lineare Geschwindigkeit gegen absolute Stromstärke aufgetragen

5.10 In-vitro- und In-vivo-Drift

Die In-vitro-Drift wurde ermittelt durch eine Messung über 78 Stunden bei Luftäquilibrierung (15o mm Hg), 37°C und 0,9 % NaCl-Lösung. Dabei wurde der Sauerstoffpartialdruck durch die jeweiligen Tagesdruckschwankungen zweimal pro Tag korrigiert. Es zeigte sich eine leicht variierende Drift, die aber eine allgemein steigende Tendenz aufwies. Aus der Regressionsgeraden ergab sich eine In-vitro-Drift von ca. 0,2 %/h (Abb. 10).

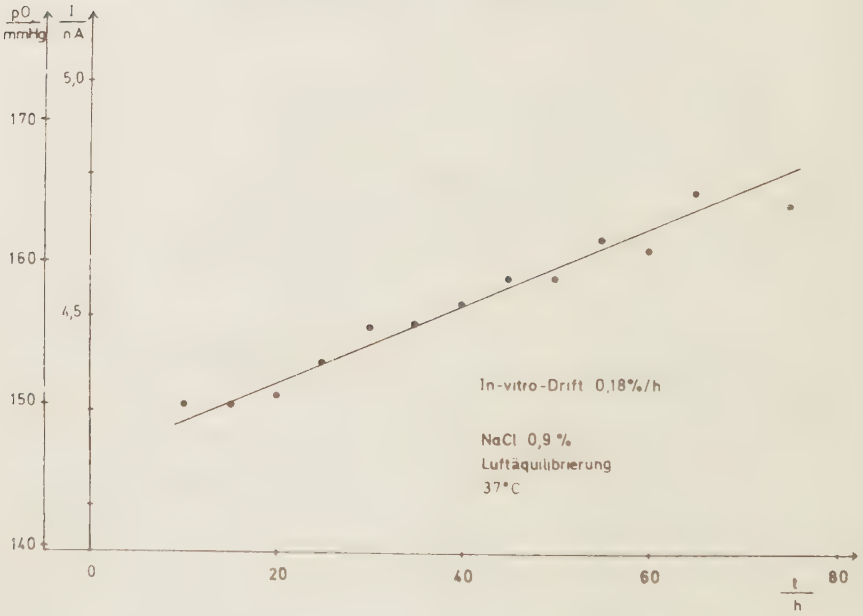

Abb. 10 Untersuchung der In-vitro-Drift in Zeitabhängigkeit

In-vivo-Drift

Bei Patienten auf einer Intensivstation wurden pO_2-Messungen mit kontinuierlicher Registrierung vorgenommen. Bei stärkeren Abweichungen des kontinuierlichen Meßwertes vom diskontinuierlichen Wert um mehr als 20 % erfolgten Nacheichungen.

.10.1 Abhängigkeit der Streuung von der Meßdauer

Eingehende Untersuchungen zeigten, daß eine gerichtete In-vivo-Drift nicht sicher erkennbar war. Die Standard-Abweichung der Differenz beträgt innerhalb von 4 Stunden ± 16,2 bis ± 17,6 %, innerhalb von 4 - 14 Stunden ± 22,3 bis ± 29,4 % (Abb. 11).

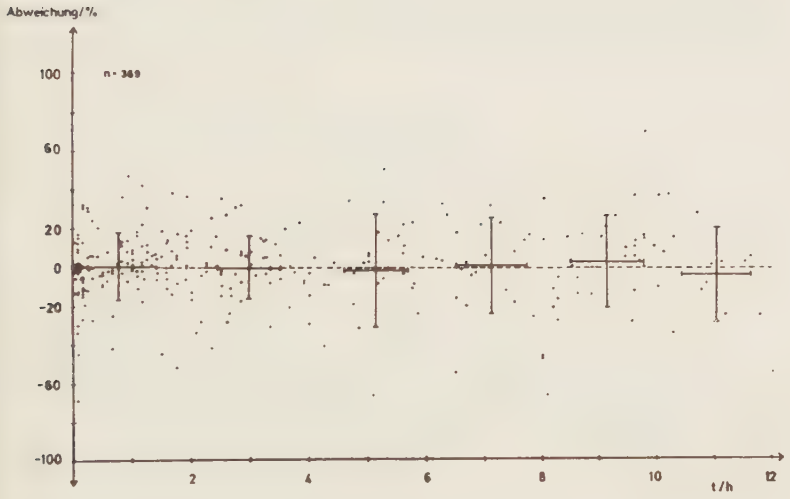

Abb. 11 Abhängigkeit der Streuung von der Meßdauer

5.11 Lebensdauer

Insgesamt konnten 45 Elektroden untersucht werden. Davon traten bei 12 Elektroden im Mittel nach 76,99 Stunden Spontandefekte auf, die einen völligen Ausfall der Elektrode zur Folge hatten. Die restlichen 33 Elektroden wurden im Mittel nach 93,30 h aus anderen Gründen entfernt. In einigen dieser Fälle fiel jedoch eine zunehmende Trägheit und Instabilität auf.

Durchschnittlich konnte bei den 45 Elektroden mit einer mittleren Liegedauer von 88,95 Stunden, ca. 3 - 4 Tagen, gerechnet werden (Tab. 9).

		Liegedauer der Elektroden in Stunden		
	Zahl	minimal	mittel	maximal
spontan defekte Elektroden	12	28	76,99	117,0
andere Elektroden	33	5	93,30	171,5
gesamt	45	—	88,95	——

Tab. 9 Untersuchung der Liegedauer von Elektroden mit Spontandefekten und anderen Elektroden zur Beurteilung der Lebensdauer

5.12 Korrelation kontinuierlich gewonnener pO_2-Meßwerte mit den diskontinuierlichen pO_2-Werten

Insgesamt wurden 171 kontinuierliche und diskontinuierliche Wertepaare innerhalb von 4 Stunden nach der letzten Eichung herangezogen. Hierbei ergab sich ein Korrelationskoeffizient von r = 0,89 (Abb. 12).

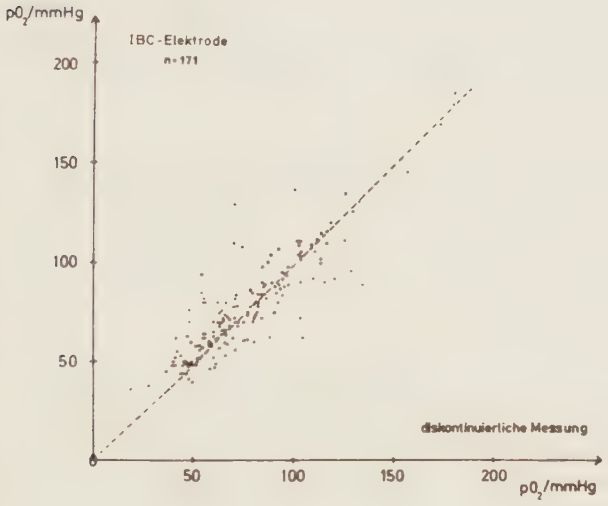

Abb.12 Korrelation zwischen den diskontinuierlichen pO_2-Werten der Radiometer Elektrode und den kontinuierlichen pO_2-Werten der IBC-Elektrode

$\bar{x} = 77,1$

$s_x = 26,0$

$\bar{y} = 76,2$

$s_y = 27,8$

$r = 0,89$

$y = 3,0 + 0,95x$

$s_{xy} = 12,7$

$n = 171$

5. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurden klinisch bedeutsame Eigenschaften einer relativ häufig verwendeten pO_2-Elektrode untersucht, die in der Literatur bisher insgesamt nicht eingehend beschrieben worden sind.

Das Ansteigen der Luft- und Nullströme mit zunehmender Liegedauer ist auf verschiedene Ursachen zurückzuführen, insbesondere auf eine zunehmende Verunreinigung der Kathodenoberfläche, und auf eine Membranschädigung. Diese Veränderungen wirken sich in erster Linie in einer Zunahme des Nullstroms aus.

Die Einstellzeit hängt sehr vom Aufbau der Elektrode ab: Elektrodendurchmesser, verwendetes Material, Dicke der Membran und Elektrolytlösung. Je dünner die Membran, je höher die Temperatur und je kleiner die Kathodenoberfläche, desto kürzer die Einstellzeit.

Die Einstellzeit ist bei der IBC-Elektrode relativ lang, $t_{90\,\%}$ = 83,1 s bei neuen Elektroden, Flow 17,5 cm/s und Polarisationsspannung von 700 mV. Ähnliches ist auch in der Literatur beschrieben (Eberhard et al., 1974; Strauss et al., 1974; Goeckenjan et al., 1976).

Mit steigender Liegezeit kann sich $t_{90\%}$ auf 100 bis 150, in Einzelfällen sogar auf 180 Sekunden erhöhen.

Die hohen Einstellzeiten sind bedingt durch die relativ große Kathodenoberfläche mit Ø 100 μm (dagegen bei Ø 15 μm $t_{95\%}$ = 4 s (Huch et al., 1973).

Ein Ansteigen der Einstellzeit mit wachsender Liegedauer ist auf Veränderung der Membran zurückzuführen. Wichtiger Grund hierfür ist die Quellung der Membran; daneben spielen auch Verunreinigungen der Membran und der Kathode eine gewisse Rolle.

Mit steigender Polarisationsspannung zeigt sich, daß sich die Einstellzeiten verkürzen. Diese Beobachtung machten Hahn und Mitarbeiter 1975 mit einer Ringscheiben-Elektrode. Mit der IBC-Elektrode konnte die Verkürzung der Einstellzeit bei steigender Polarisationsspannung ebenfalls bestätigt werden.

Bei steigender Polarisationsspannung kommt es zum Anstieg des Elektrodenpotentials und damit der elektrischen Feldstärke. Dies bewirkt eine stärkere und damit schnellere Anziehung der Ionen in Diffusionsrichtung auf die Elektrode. Ein Konzentrationsausgleich kann somit schneller erfolgen.

Die Temperatur beeinflusst direkt die Gasdiffusionsrate. Nach dem Gesetz von Arrhenius gilt:

$$i = \frac{nF}{22400 \cdot 760} \quad \frac{273}{T} \quad \frac{A \cdot P'm}{d} \quad pO_2 \quad e^{-\frac{(E-H)}{RT}}$$

$P'm$ = für eine gegebene Membran konstant
R = universelle Gaskonstante
H = Wärme der Lösung in cal/mol
E = Aktivitätsenergie für Diffusion in cal/mol
A = Diffusionsfläche
d = Membrandicke
T = Temperatur in ^{o}Kelvin
i = Stromstärke
n = Molzahl
F = Faradaykonstante

Die von uns festgestellte Temperaturabhängigkeit von durchschnittlich 1,31 % /^{o}C im Bereich von 26 - 41^{o}C entspricht dem von Shinmaru et al. (1972) angegebenen Wert. Harris und Nugent (1973) geben einen etwas höheren Temperaturkoeffizienten von durchschnittlich ca. 3 %/^{o}C (22 - 42^{o}C) an.

Die pH-Messungen wurden mit zwei Puffergemischen, Phosphat- und Tris/HCl Puffer, durchgeführt. Dabei zeigte sich eine Abhängigkeit bei:

Phosphatpuffer 1,22 % /1/10 pH, Tris HCl Puffer 0,46 % / $\frac{1}{10}$ pH.

Es ist möglich, daß der Phosphatpuffer eine Anhebung der Leitfähigkeit bewirkt und am Redoxsystem teilnimmt. Ebenso muß eine Wirkung auf die Anode diskutiert werden.

Die Wasserstoffionenkonzentration ändert direkt das Potential der Sauerstoffelektrode (Barrow,1961, Brdička,1973).

$$\Delta \varphi = C \frac{RT}{F} \ln H^+ \text{ (vereinfachte Nernst'sche Gleichung)}$$

Erklärung:

$\Delta \varphi$	=	elektrische Potentialdifferenz
R	=	universelle Gaskonstante
T	=	Temperatur in ^{o}Kelvin
F	=	Faradaykonstante
H	=	Wasserstoffionenkonzentration
C	=	Systemkonstante

Der Diffusionsstrom wird durch die Wasserstoffionenkonzentration direkt beeinflußt (Tsao und Vadnay,1960). Auf die O_2-Elektrolyse selbst hat die Wasserstoffionenkonzentration keinen Einfluß (Hiemstra,1965). In der Literatur schwanken die Angaben zwischen 0,5 bis 2 % / $\frac{1}{10}$ pH für diese Elektrode (Goeckenjan et al.,1976, Harris u. Nugent,1973).

Bei dieser Elektrode konnten wir eine pCO_2-Abhängigkeit bei Berücksichtigung der pH-Abhängigkeit im physiologischen Bereich nicht sicher nachweisen. Änderungen der Messung waren allein auf Grund der pH-Verschiebungen bedingt. Die Abweichung von 0,1 % / 1 % CO_2 lagen innerhalb der Meßgenauigkeit.

Die Harnstoffzugabe, Osmolalitätszunahme und Druckerhöhung hatten im angegebenen Bereich und unter angegebenen Bedingungen keinen Einfluß auf die pO_2-Messung.

Schuler und Kreuzer (1968) und Kimmich et al.(1968,1976) zeigten durch eigene Untersuchungen, daß geringe Flowabhängigkeit und kurze Ansprechzeit sich gegensätzlich verhalten. Bei langer Einstellzeit ist deshalb mit einer relativ geringen Flowabhängigkeit zu rechnen. Die IBC-Elektrode zeigte erwartungsgemäß dieses Verhalten. Die Flowabhängigkeit war relativ gering. Bei einer Geschwindigkeit über 15 cm/min konnte keine Abhängigkeit mehr festgestellt werden. In der Literatur sind ähnliche Werte in dieser Größenordnung angegeben (Kreuzer et al.,1960).

Die Drift ergab in vitro ca. 0,2 %/h. Die in vivo beobachteten Abweichungen der kontinuierlichen von den diskontinuierlichen pO_2-Werten lassen nach Mittelung keine eindeutige gerichtete Drift erkennen. Die relativ große Standardabweichung der Differenz zwischen kontinuierlichen und diskontinuierlichen pO_2-Werten ist zum Teil durch eine Drift wechselnder Richtung, z. T. jedoch auch durch Beeinflussungen der Meßeigenschaften der IBC-Elektrode durch die oben genannten Faktoren bedingt. Außerdem spielen auch Meßfehler der diskontinuierlichen Vergleichsmessung eine wesentliche Rolle.

Die Drift kann generell durch eine unstabile Flüssigkeitsverbindung, unterschiedliche Temperaturgradienten, hohe Impedanz oder Elektrodenversagen bedingt sein. Die Schwierigkeiten liegen zum Teil bei der Bildung von Interionen, Ionenlöslichkeit und Ion-Proteininteraktionen (Durst).

Die Lebensdauer wird durch chemische, physikalische und mechanische Einflüsse bestimmt. Im Mittel hat die IBC-Elektrode eine Lebensdauer von ca. 3 - 4 Tagen.

Die Korrelation zwischen kontinuierlichen und diskontinuierlichen Wertepaaren ergab einen Korrelationskoeffizienten von $r = 0,89$. Der Standardfehler der Schätzung betrug 12,7 mm Hg. Der Grund für die deutliche Abweichung liegt vor allem in der Streuung der Werte des Blutgasanalysators, besonders da sowohl hiermit Eichungen als auch Vergleichsmessungen vorgenommen wurden (Hill et al.,1973).

7. Zusammenfassung

Die Eigenschaften einer monopolaren Elektrode zur intravasalen pO_2-Messung wurden sowohl in vitro als auch in vivo untersucht. Die In-vitro-Messungen erfolgten unter möglichst physiologischen Bedingungen. Mit zunehmender Liegedauer steigt der Nullstrom deutlich an, die Empfindlichkeit zeigt nur geringe Änderungen.

Die Einstellzeit $t_{90\ \%}$ liegt bei 83,1 s. Mit zunehmender Liegedauer erhöht sich die Einstellzeit bis zu $t_{90\ \%} = 150$ s. Bei Erhöhung der Polarisationsspannung verkürzt sich die Einstellzeit.

Die Temperaturabhängigkeit war mit 1,31 % / °C, die pH - Abhängigkeit mit 0,46 % / $\frac{1}{10}$ pH unter Verwendung von Tris/HCl-Puffer relativ gering.

Keinen sicheren Einfluß auf die Meßergebnisse zeigten wechselnde CO_2-Konzentrationen unter 10 % bei Berücksichtigung der pH - Abhängigkeit. Osmolalitätsänderungen von 148 bis 428 mosm/kg und Druckschwankungen bis zu 300 mm Hg sowie wechselnde Harnstoffkonzentrationen im Bereich von 0 - 500 mg/100 ml führten ebenfalls zu keinen Änderungen der Meßergebnisse.

Die In-vitro-Drift betrug ca. + 0,18 %; in vivo ließen die Abweichungen der kontinuierlichen von diskontinuierlichen pO_2-Werten keine eindeutige gerichtete Drift erkennen. Innerhalb von 4 Stunden betrug sie ± 16,2 bis ± 17,6 % und innerhalb 4 - 14 h ± 22,3 bis ± 29,4 %.
Die durchschnittliche Lebensdauer betrug etwa 3 - 4 Tage.

Zwischen den kontinuierlichen pO_2-Messungen und den diskontinuierlichen Vergleichsmessungen bestand eine ausreichende Korrelation.

Die Kathode in ihrer Katheterform ist sicher und einfach anzuwenden. Die Anode wird ebenso einfach auf die Haut aufgeklebt.

Bei der vorliegenden Untersuchung zeigte die IBC-Elektrode gute Eigenschaften. Weniger zufriedenstellend verhielten sich lediglich die Einstellzeit und die In-vivo-Drift.

Um die Genauigkeit der Elektrode zu erhöhen, empfiehlt es sich, etwa alle 4 Stunden nachzueichen, damit die Abweichung unter 20 % bleibt.

Die Einstellzeit mit 83,1 s liegt relativ hoch, doch kann man sie durch Erhöhung der Polarisationsspannung auf 900 mV auf ca. die Hälfte verkürzen. Gerade beim Sprung von 700 - 900 mV verkürzt sich die Einstellzeit deutlich. Eine weitere Steigerung über 900 mV hinaus ist relativ weniger wirksam.

Unter Berücksichtigung dieser Gesichtspunkte erscheint die IBC-Elektrode für die klinische, routinemäßige Verwendung zur kontinuierlichen intravasalen pO_2-Messung geeignet.

8 Literaturverzeichnis

Andreas,K., G.Le Petit : Die Anwendung der pO_2-Nadelsonde in der Klinik.
Dtsch.Gesundh.-Wes.23 (1969),169

Aranda,I V.,N.Saheb, L.Stern, M.E. Avery : Arterial oxygen tension and retinal vasoconstriction in new-born infants.
Am.J.Dis.Child. 122(1971),189

Armstrong, R.F.,I.M. Hutchinson, C.V.Lincoln, D. Ingram, L.Soutter : Continuous measurement of arterial oxygen tension during one-lung anaestesia.
Br.J.Anaesth.48 (1976),1005

Ashton,N.,B.Ward, G.Serpell : Role of oxygen in the genesis of retrolental fibroplasia.
A preliminary report.
Br.J.Ophthalmol.37 (1953),513

Barrow, G.M. : Physical chemistry,by Mc Graw-Hill,Inc.New York,1961
Teil III: Mischphasenthermodynamik,Elektrochemie,Reaktionskinetik

Bohmann Verlag Heidelberg,Wien 1972

Bartels,H. : Potentiometrische Bestimmung des Sauerstoffdruckes im Vollblut mit der Quecksilbertropfelektrode.
Theorie und Versuche.
Pflügers Arch.254 (1951), 107

Bartels,H. : Nachweis und Bedeutung günstigerer Bedingungen für die O_2-Aufnahme im steilen Bereich der O_2-Bindungskurve des Blutes.
Pfluegers Arch.268 (1958),20

Bartels,H., W.Reinhardt : Einfache Methode zur Sauerstoffdruckmessung im Blut mit der kunststoffüberzogenen Pt-Elektrode.
Pfluegers Arch.271 (1960),105

Bates,M.L.,A.Feingold, M.J. Gold : The effects of anesthetics on an in-vivo-oxygen electrode.
Am.J.Clin.Pathol.64 (1975),448

Beneken-Kolmer H.H., F.Kreuzer : Recording and interpretation of oxygen pressure in respiratory air of man by the catheter pO_2-electrode.
Progr.Resp.Res. 3 (1969)
Karger Basel / New York.

Bicher,H.J., J.W.Rubin, R.J.Adams : Clinical use of a new intra-arterial catheter electrode system.
Adv.Exp.Med.Biol.37 (1973),107

Brdiĉka,R. : Grundlagen der physikalischen Chemie, 1o.Aufl. 2 Ex.,Dt.Verl. d.Wiss.,Berlin 1971

Brown,E.G., Ch.s.Liu, F.E.Mc Donnell, M.R. Neumann, A.Y.Sweet : A unique electrode catheter for continuous monitoring of arterial blood oxygen tension in newborn infants.
Oxygen transport problems in Neonatologie.
Adv.Axp.Med.Biol.37 (1973),1103

Butler,N.R., D.G.Bonham : Perinatal mortality.
Edinburgh Livingstone,1963

Charlton,G., D.Read, J.Read: Continuous intra-arterial pO_2 in normal man using a flexible microelectrode.
J.Appl.Physiol.18 (1963),1247

Clark,L.C., R.Wolf, D.Granger, Z.Taylor : Continuous recording of blood oxygen tensions by polarography.
J.Appl.Physiol.6 (1953),189

Conway,M., G.M.Durbin, D.Ingram, N.Mc.Intosh, D.Parker, E.O.Reynolds, L.P.Soutter : Continuous monitoring of arterial oxygen tension using a catheter-tip polarographic electrode in infants.
Pediatrics,57 (1976), 244

Cross, K.W. : Cost of preventing retrolental fibroplasia.
Lancet 2 (1973), 954

Cumming, G. : The measurement of oxygen in the clinical situation in: J.P.Payne, D.W.Hill (ed.):
Current status in biology and medicine.
Butterworth London (1975), 1

Danneel, H. : Über den durch diffundierende Gase hervorgerufenen Reststrom.
Z.Elektrochemie 4 (1897/98), 2

Davies, Ph.W., F.Brink : Microelectrodes for measuring local oxygen tension in animal tissues.
Physical Instruments for the Biologist 13 (1942), 524

Davies,R.W., W.Hall : Oxygen cathodes for clinical measurements.
Phys.Med.Biol.18 (1973), 279

De Lemos R.A., I.Wolsdorf, R.Nachman, A.I. Block, G. Leiby, H.A. Wilkinson, P. Allen, I.A.Haller, W.Morgan, M.E.Avery : Lung injury from oxygen in lambs: The role of artificial ventilation. Anesthesiology 30 (1969),609

Diaz,P.M., M.I.Gold, I.Duarte,Y.I.Sohn : A disposable electrode for the continuous in-vivo measurement of arterial oxygen tension during heart surgery, in Arias, A. et al., (eds.). Recent progress in anaesthesiology and resuscitation. Excerpta medica,Amsterdam (1975), 424

Drenckhahn,F.O. : Untersuchung zur polarometrischen Messung des Sauerstoffpartialdruckes (pO_2) im Blut mit der Platinelektrode. Naturwissenschaften 38 (1951), 455

Drenckhahn,F.O. : Über eine Methode zur Messung des Sauerstoffdruckes im Blut mit der Platin-Kathode. Pfluegers Arch. 262 (1955),169

Durbin, G.M. : Reasons for monitoring arterial oxygen in the neonate in: J.P.Payne, D.W.Hill (ed.): Current status of oxygen measurement in biology and medicine. Butterworth London (1975), 259

Durst, R.A. : Ion-selective electrode response in biologic fluids. Analytical Chemistry Division Nat.Bureau of Standards Washington, D.C. 20234, 13

Eberhard, P., K.Hammacher, W. Mindt : Methode zur kutanen Messung des Sauerstoffpartialdruckes. Biomed.Techn.18 (1973), 216

Eberhard, P., W. Fehlman : Kontinuierliche pO_2-Messung mittels intravasaler Sonden. 3.Jahresfassung der Deutschen Gesellschaft für Biomed.Techn. (1974)

Eberhard,P., W. Mindt : An introduction to cutaneous oxygen monitoring in the neonate. Fa.Hoffmann La Roche u.Co.AG, Basel,Schweiz,1976

Fabel, H. : Die fortlaufende Messung des arteriellen Sauerstoffdruckes beim Menschen. Arch.für Kreislaufforschung 57 (1968), 145

Fatt, J. : An ultramicro oxygen electrode. J.Appl.Physiol. 19 (1964),326

Furuse, A. : A new monitor for peripheral circulation during shock in surgery and post-operatively: continuous measurements of muscle pO_2, pCO_2 and pH. Proceedings from the Annual Meeting of The Japanese Surgical Association, 74, (1973)

Gamble,W.J., C.G. La Farge, D.C.Fyler, J.Weisl, R.G.Monroe : Regional coronary venous oxygen saturation and myocardial oxygen tension following abrupt changes in ventricular pressure in the isolated dog heart. Circulation Research 34, (1974), 672

Giammona,S.T., D.Kerner, S. Bondurant : Effect of pulmonary oxygen breathing at atmospheric pressure on pulmonary surfactant. J.Appl.Physiol.20 (1965),855

Gleichmann, U., D.W. Lübbers : Die Messung des Sauerstoffdruckes in Gasen und Flüssigkeiten der Pt-Elektrode unter besonderer Berücksichtigung der Messung im Blut. Pfluegers Arch.271 (1960),431

Goddard,P., I. Keith, H.Marcovitch, N.R.C. Roberton, P.J.Rolfe, J.W.Scopes : Use of a continuously recording intravascular oxygen electrode in the newborn. Arch.Dis.in Child 49 (1974),853

Goeckenjan,G., P.Schneider, J.Heidenreich : Kontinuierliche pO_2-Überwachung mittels intravasaler Sauerstoffelektroden. Dtsch.Med.Wochenschr.101 (1976), 1597

Goeckenjan, G., P.Schneider, J. Heidenreich : Kontinuierliche intravasale pO_2-Messung, Vergleich zweier Katheter-Elektroden, in: C.W.Hertz (ed.):Kongreßbericht 14, wiss.Tagung Nordd.Ges. Lungen-u.Bronchialheilk.1975 (b) Hausisches Verlagskontor, Lübeck, 1976

Goeckenjan,G., H.Duré, W.Lenz : Problems of continuous pa O_2 monitoring by means of indwelling intra-arterial electrodes. 2nd World Congr.Int.Care, Paris 1977

Gold,M.I., P.M.Diaz, A.Feingold, I.Duarte, Y.J.Sohn, T.Kallos : A disposable in vivo oxygen electrode for the continuous measurement of arterial oxygen tension. Surgery 78 (1975), 245

Hahn,C.E.W., A.H.Davis, W.J.Abery : Electrochemical improvement of the performance of pO_2-electrodes. Respir.Physiol.25 (1975), 109

Harris,Th.R., M.Nugent : Laboratory and clinical evaluation of a new indwelling oxygen electrode for continuous monitoring of paO_2 in neonates. Adv.Exp.Med.Biol.37 (1973),1109

Harris,Th.R., M.Nugent : Continuous arterial oxygen tension monitoring in the newborn infant. J.Pediatr. 82 (1973), 929

Heitmann,H., R.G.Buckles, M.B.Laver : Blood pO_2-measurements;performance of microelectrodes. Respir.Physiol.3 (1967), 380

Heller,M.L., D.S.Imredy, P.R.Shafer, T.R.Watson : A pO_2-catheter microelectrode for in vivo intravascular use. Anaesth.and Analgesia Current Researches 51 (1972), 453

Hempelmann,G., W. Hartmann, H.Fabel, K.H.Leitz, W.J.Nolte : Tracheobronchiales Absaugen als Problem der Intensivbehandlung. Z.Prakt.Anaesth.,Wiederb.6 (1971), 447

Hempelmann,G., K.Stossek : Möglichkeiten und Grenzen der fortlaufenden Sauerstoffpartialdruckmessung im Blut (paO_2) sowie transkutan ($tcpO_2$). Anaesthesist 23 (1974), 122

Heyrovsky,Ch. : Processes at mercury dropping cathode. Trans. Faraday Soc. 19 (1924), 785

Heyrovsky, I. : Polarographisches Praktikum. Springer Verlag, Berlin (1948)

Hiemstra, H.R.	:	The amperometric determination of oxygen in tissue as a tool in peripheral circulation research. Angiology 16 (1965), 379
[illegible]	:	A comparative study of the performance of five commercial bloodgas and pH electrode analysers. Br.J.Anaesth.,(1973), 647
[illegible]	:	Monitoring the intravascular pO_2 in newborn infants. J. Perinat.Med. 1 (1973), 53
[illegible]	:	Die kontinuierliche Kontrolle des arteriellen pO_2 und ihre Bedeutung für die Überwachung von Mutter und Kind. Biomed.Tech. 19 (1974), 879
Huchon,G., M.C. Blayo, J.M.Vallois, A.Chirico, P.Morizet, C.Gandepont	:	Continuous intravascular monitoring of pO_2 and pCO_2. A comparative in vitro - in vivo study. Eur.J.Intensive Care Med. 2 (1976), 22
Jank, K.J.,de Hemptinne, A.Swietochowski, M. Demeester	:	Continuous in vivo measurement of arterial pO_2 in humans. J.of Appl.Physiol. 38 (1975),730
Kelker, H.	:	Fischer Lexikon, Chemie II, Angewandte Chemie, Bd.F.26/2 Fischer Taschenbuch Verlag, Frankfurt
Key, A.	:	Non-linearity of in vitro blood pO_2 measurements. Biomed.Eng. (1974), 154
Kimmich, H.P., F.Kreuzer	:	Catheter pO_2 electrode with low flow dependency and fast response. Progr.Resp.Res. 3 (1968), 100
Kimmich, H.P., F.Kreuzer, I.G.Spaan, K.Jank, J. de Hemptinne, M. Demeester	:	Monitoring of pO_2 in human blood. Adv.Exp.Med.Biol. 75 (1976),33

Kimmich, H.P.,F.Kreuzer : Continuous monitoring of paO_2 of intensive care patients in view of its application during prolonged extracorporeal perfusion.
In: Dawids, S.G., H.C.Engell Physiological and Clinical Aspects of Oxygenator Design. Biomed. Press Elsevier Amsterdam 1976.

Kollmeyer, K.R., R.C. Tsang : Complications of umbilical oxygen electrodes.
J.Pediatr.84 (1974), 894

Kolmar, D. : Unmittelbare Registrierung der Sauerstoffspannung im Blut mit einem Spezialherzkatheter beim Herzkatheterismus.
Z. Kardiol. 47 (1958), 1005

Kolthoff, I.M., J.Lingane : Polarography Interscience.
New York, London 1952

Kolthoff, I.M., H.H. Laitinen : The voltametric determination of oxygen.
Science 92 (194o), 152

Kreuzer, F., E.D.Harris, C.G.Nessler : A method for continuous recording in vivo of blood oxygen tension.
J. Appl. Physiol. 15 (1960),77

Kunze, K. : Die lokale, kontinuierliche Sauerstoffdruckmessung in der menschlichen Muskulatur.
Pfluegers Arch. 292 (1966), 151

Laurenzi, G.A., Y.Sohn, J.J. Guardneri : Adverse effects of oxygen on tracheal mucous flow.
New Engl.J.Med. 279 (1968),333

Lübbers, D. u. Th.Ochenga : Apparatur zur Messung des Sauerstoffdruckes in physiologischen Lösungen und Blut mit der Platinelektrode.
Pfluegers Arch. 268 (1958), 20

Lübbers, W. : Methods of measuring oxygen tensions of blood and organ surfaces.
In: J.P.Payne, D.W.Hill (ed.) A Symposium of Oxygen Measurements (1966), 103

Mac Donald, A.D. : Cerebral palsy in children of very low birthweight. Arch.Dis.Childh. 38 (1963),579

Mapleson, W.W., J.N.Horton, W.S.NG, D.D.Imprie : The response pattern of polarographic oxygen electrodes and its influence and linearity and hysteresis. Med.Biol.Eng. 8 (1970), 585

Meites, L. : Polarographic techniques. New York, Interscience Publishers 1955

Mindt, W. : Sauerstoffsensor für in vivo - Messungen. Deutsche Gesellschaft Biomed. Techn., Erlangen (1973), 24

Mochizuki, M., H.Bartels : Ein neuer Vorschlag zur Berechnung des effektiven alveolaren Sauerstoffdruckes. Pfluegers Arch. 261 (1955), 152

Mochizuki, M., H.Bartels : Ampèrometrische Messung des O_2-Druckes im Vollblut mit der blanken Platinelektrode. Pfluegers Arch. 261 (1955), 152

Moran, F., L.J. Kettel, D.W. Cugell : Measurement of blood pO_2 with the microcathode electrode. J.Appl.Physiol. 21 (1966), 725

Morgan, E.H., G.G.Nahas : Study of relationship of arterial oxygen tension to alveolar oxygen pressure in man, utilizing a polarometric method for whole blood. Am. J. Physiol. 163 (1950),736

Neuhaus, K.L., U.Gleichmann, H. Kreuzer : Die kontinuierliche Messung des koronarvenösen Sauerstoffdrucks mit einer nicht membranbezogenen Platinelektrode. Z. Kardiol. 60 (1971),13

Nie, N.H., C.H.Hull, J.G.Jenkins, K.Steinbrenner, D.H. Bent : Statistical package for the social sciences. 2nd ed. Mc Graw Hill, New York 1975

Northway, W.M., R.C. Rosan, D.Y. Porter : Pulmonary disease following respirator therapy of hyaline membrane disease: bronchopulmonary dysplasia. New Engl. I.Med. 276 (1967),357

Parker, D., L.P.Soutter : In vivo monitoring of blood pO_2 in new-born infants. In: J.P.Payne, D.A.Hill (ed): Current status of oxygen measurements in biology and medicine London 1975

Parker, D., D. Key, A. Davies : Catheter tip transducer for continuous in vivo measurement of oxygen tension. Lancet I (1971), 952

Polgar, G., R.E.Forster : Measurement of oxygen tension in unstirred blood with a platinum electrode. J.Appl.Physiol. 15 (1960),706

Schuler, R., F.Kreuzer : Rapid polarographic in vivo oxygen catheter electrodes. Respir.Physiol. 3 (1967), 90

Shinmaru, S., T.Ohuchi, J. Stirling Meyer, T. Teraura : Catheter-mounted oxygen electrode for monitoring oxygen tension. Cardiovasc.Res.Cent.Bull. (1972), 111

Silver, I.A. : Polarography and its biological applications. Phys.Med.Biol. 12 (1967),285

Siu, W., R.S.C.Cobbold : Characteristics of a multicathode polarographic oxygen electrode. Med.Bio.Eng. (1976), 109

Soutter, L.P., D.Parker : A comparison of transcutaneous and arterial pO_2 in sick neonates. 2nd International Conference on Oxygen Transport to Tissue Mainz 1975

Strasser, K., G. Goeckenjan : Kontinuierliche intraarterielle und transcutane pO_2-Messungen bei beatmeten Intensivpatienten mit Kreislaufinsuffizienz. Verh.Dtsch.Ges.Anästh. Wiederbeleb. Travemünde 1976

Strasser, K., A. Huch, R. Huch : Intensivüberwachung von beatmeten Patienten durch kontinuierliche transcutane pO_2-Messung. In E. Regheimer Kongressberichte,Jahrestagung DGAW 1974 Perimed Verlag Dr.med. D.Straube, Erlangen

Strauss, A.W., M.Escobedo, D. Goldring : Continous monitoring of arterial oxygen tension in the newborn infant. J.Pediatr. 85 (1974), 254

Sugioka, K. : Theoretical and clinical considerations in the use of a new in vivo oxygen electrode. In: J.P.Payne, D.W.Hill (ed.) Oxygen measurements in biology and medicine. Butterworth, London 1975, 111

Terry, T.L. : Extreme prematurity and fibroplastic overgrowth of persistent vascular sheath behind each crystallic lens. Preliminary Report. Am.J.Ophtalmol. 26 (1942), 203

Tsao, M. , A.Vadnay : An electrode for continuous measurement of transient blood pO_2 in the vessel. J. Appl.Physiol. 15 (1960),712

Witte, Ch.L., P.N.Connell, M.H. Witte : Direct on-line-monitoring of hepatic tissue oxygen tension: A new technique. J.Surg.Res. 21 (1976), 33

LEBENSLAUF

24.April 1948	Heinz Dure´,geboren in Ellwangen/Jagst als Sohn von Norbert Dure´und seiner Ehefrau Gertrude,geb.Hanak.
April 1955	Volksschuleintritt in Stuttgart-Stammheim
1956	Wohnungswechsel nach München und Eintritt in die St.Martin Schule München.
1960	Ludwigsoberrealschule,heutiges Erasmus = Grasser-Gymnasium.
1969	Abitur.
1. Okt . 1969	Beginn des Pharmaziestudiums mit vorgeschriebenem Praktikum in der Stern-Apotheke München.
28. Juni 1971	Pharmazeutische Vorprüfung.
Herbst 1972	Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Universität Düsseldorf.
Herbst 1977	Staatsexamen. Seitdem Tätigkeit als Assistenzzahnarzt in verschiedenen Zahnarztpraxen.